



Title	審美領域におけるインプラント間歯槽骨の維持にア バットメント連結様式と埋入条件が及ぼす力学的影響
Author(s)	松岡, 隆
Citation	大阪大学, 2016, 博士論文
Version Type	VoR
URL	https://doi.org/10.18910/56147
rights	
Note	

The University of Osaka Institutional Knowledge Archive : OUKA

<https://ir.library.osaka-u.ac.jp/>

The University of Osaka

学位論文

審美領域におけるインプラント間歯槽骨の維持に アバットメント連結様式と埋入条件が及ぼす 力学的影響

大阪大学大学院歯学研究科 口腔科学専攻

顎口腔機能再建学講座 クラウンブリッジ補綴学分野

松岡 隆

I. 緒言

歯科インプラント治療において、インプラント体に上部構造を装着した後に経時的にインプラント体周囲骨吸収が生じ、その結果としてインプラント体周囲軟組織の退縮が生じる可能性のあることが知られている¹⁻³⁾。特に、審美領域である上顎前歯部では、骨吸収に伴う軟組織の退縮によって、審美性は大きく損なわれる。歯間乳頭の再建は審美的に重要であるが、インプラントー天然歯間やインプラントーポンティック間の歯間乳頭と比較して、インプラントーインプラント間（以下、インプラント間と略す）の歯間乳頭の再建は最も困難とされている⁴⁾。インプラント間の歯間乳頭を維持するためには、インプラント間歯槽骨吸収の抑制は必要不可欠である。

インプラント体周囲骨吸収は、不十分な口腔衛生、付着歯肉の不足、骨への負担過重、オーバーヒート、インプラント体ーアバットメント間のマイクロギャップによる細菌感染などの、様々な病因の関連する複雑な現象とされている^{5,6)}。これらの中で、骨への負担過重とインプラント体ーアバットメント間のマイクロギャップは、アバットメント連結様式の差異に影響される因子であり、臨床において使用するインプラントを選択する際の一つの基準となりうる。イ

インプラント体－アバットメント連結部は力学的に弱い部分であり⁷⁾、咬合力への抵抗だけでなく、インプラント体－アバットメント間のマイクロギャップによる細菌の浸透への抵抗も必要とされるため、骨吸収に関連する重要な構成要素である⁸⁾。現在、様々なデザインのアバットメント連結様式を有するインプラントが存在しているが、どのデザインがインプラント間歯槽骨の維持に最適であるかに関する力学的報告はなされていない。

また、インプラント体の埋入深度やインプラント間距離といった埋入条件もインプラント間歯槽骨吸収に影響を及ぼす。埋入深度が深い場合やインプラント間距離が 3.0 mm より近い場合、骨吸収が大きくなることが報告されている^{9,10)}。その一方で、審美領域において理想的な上部構造を製作するためには、埋入深度を深くすることが必要であるとされている¹¹⁾。また、正確な埋入を心がけたとしても埋入位置に誤差が生じ、インプラント間距離が近くなってしまう可能性も存在する¹²⁾。しかしながら、これまでに埋入深度やインプラント間距離の差異がインプラント間歯槽骨に及ぼす力学的影響は報告されていない。

そこで本研究では、三次元有限要素法を用いて、上顎前歯部の隣接する 2 本のインプラントにおいて、アバットメント連結様式の差異、インプラントの埋入深度、およびインプラント間距離がインプラント間歯槽骨に及ぼす力学的影響を比較検討した。加えて、応力が骨に到達するまでの伝達様式を解明するた

め、インプラント構成要素に対する応力評価も行った。アバットメント連結様式と埋入条件の差異によるインプラント間歯槽骨の応力とマイクロギャップの比較検討を行うことは、審美領域に隣接する 2 本のインプラントを埋入する際のインプラントデザインや埋入条件の選択に重要な示唆を与えることになると考えられる。

Ⅱ．（実験 1）アバットメント連結様式がインプラント間歯槽骨とインプラント構成要素に及ぼす力学的影響の検討

1. 目的

CAD ソフトウェアを用いて、現実モデルに近い精密な三次元解析モデルを作製し、隣接する 2 本のインプラントのアバットメント連結様式が、インプラント間歯槽骨とインプラント構成要素に及ぼす力学的影響について検討することを目的とした。インプラント間歯槽骨の応力、インプラント構成要素の応力、インプラント体－アバットメント間のマイクロギャップの 3 つを評価項目とした。

2. 実験方法

(1) CAD モデルの作製と解析方法

CAD ソフトウェア（SolidWorks 2013, Dassault Systèmes SolidWorks Corporation, Massachusetts, USA）の製図機能を用いて、図 1 に示すエクスターナルコネクション（以下 EC）、インターナルコネクション（以下 IC）、およびコニカルコネクション（以下 CC）の 3 種類のインプラント CAD モデルを作製した。3 種類ともに、直径は 4.0 mm、長さは 13.0 mm とし、連結様式に関わる部分以外のインプラント体とアバットメントの形態はすべて同一とした。

インプラント体とアバットメントは、アバットメントスクリューにて連結した。

皮質骨の厚さ 1.5 mm の上顎骨前歯部を想定した骨モデルを作製し、インプラント間距離が 3.0 mm となるように 2 本の同一モデルのインプラント体を埋入し、アバットメントに連結冠を装着した（図 2）。各解析モデルの機械的特性を表 1 に示す。オッセオインテグレーションが達成されていることを想定して、インプラント体－骨間は完全固定とした^{13,14)}。アバットメント－連結冠間もセメント仮着されていることを想定して、完全固定とした。インプラント体－アバットメント間、インプラント体－アバットメントスクリュー間、およびアバットメント－アバットメントスクリュー間は、微小動揺が起こりうる接触条件とした。骨モデルの隣接面と底面を拘束し、インプラント軸に対して 45 度の角度で、176 N の静荷重を連結冠の口蓋側に負荷した（図 2A）。有限要素解析に用いる要素は四面体とし、最大主応力を基準とした収束試験を行うことで要素数を決定した（図 3）。三次元有限要素解析には、SolidWorks Simulation

（Dassault Systèmes SolidWorks Corporation, Massachusetts, USA）を使用した。

(2) インプラント間歯槽骨の応力解析

インプラント間歯槽骨の応力分布と応力値を評価した。応力分布は、骨モデ

ルを 2 本のインプラント体の中心を通る平面で切断し，唇側からインプラント軸に対して 45 度の角度で見た時の骨モデルの最大主応力の分布を評価した．
応力値は，骨モデルのインプラント間の正中の平面における最大主応力の最大値を評価した．

(3) インプラント構成要素の応力解析

インプラント構成要素の応力分布を評価した．インプラント間歯槽骨と同じ方法で評価するとともに，インプラント構成要素の近遠心方向と唇舌方向の断面における最大主応力の分布を評価した．

(4) マイクロギャップの計測

各モデルに荷重を負荷した時のインプラント体とアバットメントの界面の間隙を，インプラント構成要素の唇舌方向の断面で評価した．

3. 実験結果

最大主応力を基準とした収束試験の結果（図 3），要素数はそれぞれ EC が 173,963，IC が 173,664，CC が 158,099 となった．

(1) インプラント間歯槽骨の応力

すべてのモデルにおいて、インプラント間歯槽骨に対し、2本のインプラントからの近心方向へ引張応力がオーバーラップしている様子が見られた（図4）．インプラント間歯槽骨の引張応力が分布する範囲は、IC、EC、CCの順に小さくなった．インプラント間歯槽骨のインプラント体－アバットメント連結部に接する部分において、ICではより深部から大きい引張応力の分布が見られ、次いでEC、CCの順に引張応力の分布範囲は小さくなった（図5）．

また、インプラント間歯槽骨の応力値は、IC、EC、CCの順に小さくなった（図6）．

(2) インプラント構成要素の応力

1) インプラント間歯槽骨に接する部分の応力分布

ECでは、インプラント体－アバットメント連結部のアバットメント側寄りに応力が集中した（図7）．ICでは、インプラント体－アバットメント連結部のアバットメント側に加えて、インプラント体側にも応力が集中した（図8）．CCでは、インプラント体－アバットメント連結部のインプラント体側に引張応力、アバットメント側に圧縮応力を認めた（図5）．すなわち、インプラント体－アバットメント界面を境に、応力の方向が逆転していた．

2) 近遠心方向と唇舌方向の断面の応力分布

EC と IC では、連結部付近に応力が集中しているのに対し（図 7、図 8）、CC では、連結部付近で応力が分散していた（図 9）。さらに、EC では、連結部のアバットメント側に（図 7）、IC では、連結部のアバットメント側とインプラント体側に応力が集中した（図 8）。また、アバットメントとインプラント体の界面の頬側において、インプラント体側には圧縮応力、アバットメント側には引張応力を認めた（図 8）。CC では、アバットメントとインプラント体の界面の頬側と近遠心側において、インプラント体側には圧縮応力、アバットメント側には引張応力を認めた（図 9）。

(3) マイクロギャップ

マイクロギャップの大きさは、EC、IC、CC の順に小さくなった（図 10、図 11）。

(4) 小括

サイズが小さく、形態も非常に複雑なインプラント構成要素を含めた解析モデルの作製から解析までを一つの CAD ソフトウェアで行うことで、計算コストを大幅に削減でき、インプラント間歯槽骨とインプラント構成要素の応力分布

を同時に評価することが可能となった．すべてのモデルにおいて，インプラント間歯槽骨に対して引張応力がオーバーラップしていた．EC では，IC と比較してインプラント間歯槽骨の最大主応力は小さくなった一方で，マイクロギャップは最大となった．IC では，インプラント体－アバットメント連結部に応力が集中し，インプラント間歯槽骨の最大主応力は最大となった一方で，マイクロギャップは EC より小さくなった．CC では，インプラント間歯槽骨の最大主応力とマイクロギャップが最小となり，応力がインプラント構成要素内で分散した．これらの結果から，上顎前歯部に 2 本の隣接するコニカルコネクションのインプラントを埋入した際，インプラント間歯槽骨の応力とマイクロギャップは，他の連結様式と比較して小さくなることが明らかになった．

以上より，インプラント間歯槽骨の維持には，コニカルコネクションが力学的に有利なアバットメント連結様式であることが示唆された．

Ⅲ. (実験 2) 埋入深度とインプラント間距離がインプラント間歯槽骨に及ぼす力学的影響の検討

1. 目的

隣接する 2 本のインプラントの埋入深度とインプラント間距離が、インプラント間の歯槽骨に及ぼす力学的影響を検討することを目的とした。インプラント間歯槽骨の応力、インプラント体とアバットメント間のマイクロギャップの 2 つを評価項目とした。

2. 実験方法

実験 1 で作製したモデルを基準とし、埋入深度の変化群 (depth group: 以下 dep) では、上顎前歯部を想定した骨モデルに、埋入深度が骨頂と同じ高さ、骨頂から 0.5 mm, および骨頂から 1.0 mm 深くなるように(それぞれ dep 0, dep 0.5, dep 1.0 と略す), 3 種類のインプラント CAD モデルをそれぞれ 2 本埋入し、解析モデルを作製した (図 12)。インプラント間距離の変化群 (distance group: 以下 dis) では、2 本のインプラントのインプラント間距離が、3.0 mm, 2.5 mm, 2.0 mm となるように設定し(それぞれ dis 3.0, dis 2.5, dis 2.0 と略す), 解析モデルを作製した (図 12)。拘束条件や荷重条件は実験 1 と同じとし、三次元有限

要素法を用いて、インプラント間歯槽骨の最大主応力とマイクロギャップを実験 1 と同じ方法で評価した。有限要素解析に用いる要素は四面体とし、最大主応力を基準とした収束試験を行うことで要素数を決定した。三次元有限要素解析は SolidWorks Simulation (Dassault Systèmes SolidWorks Corporation, Massachusetts, USA) を使用した。

3. 実験結果

最大主応力を基準とした収束試験の結果 (図 13, 14), 各モデルの要素数は表 2 に示す値となった。

(1) インプラント間歯槽骨の応力

1) インプラント間歯槽骨の応力分布

埋入深度の変化群では、いずれの連結様式においても埋入深度が深いほど、インプラント間歯槽骨の応力分布の範囲は大きくなった (図 15)。

インプラント間距離の変化群では、いずれの連結様式においてもインプラント間距離が近いほど、インプラント間歯槽骨の応力分布の範囲は大きくなった (図 16)。

2) インプラント間歯槽骨の応力値

埋入深度の変化群では、いずれの連結様式においても埋入深度が深いほど、インプラント間歯槽骨の応力値は大きくなった（図 17A）。CC ではいずれの埋入深度の場合でも、EC の埋入深度が 0 mm の場合と比較して著しく小さい応力値を示した。

インプラント間距離の変化群では、いずれの連結様式においてもインプラント間距離が近いほど、インプラント間歯槽骨の応力値は大きくなった（図 17B）。CC ではいずれのインプラント間距離の場合でも、EC のインプラント間距離が 3.0 mm の場合と比較して著しく小さい応力値を示した。

(2) マイクロギャップ

埋入深度の変化群では、いずれの連結様式においても埋入深度が深いほどマイクロギャップは大きくなった（図 18A）。CC では、いずれの埋入深度の場合でも、EC の埋入深度が 0 mm の場合と比較してはるかに小さいマイクロギャップを示した。

インプラント間距離の変化群では、いずれの連結様式においてもインプラント間距離が変化してもマイクロギャップの大きさにほとんど変化はなかった（図 18B）。CC では、いずれのインプラント間距離の場合でも、EC のインプラント間距離が 3.0 mm の場合と比較してはるかに小さいマイクロギャップを

示した.

(3) 小括

実験 1 と同様に, 解析モデルの作製から解析までを一つの CAD ソフトウェアで行うことで, 0.5 mm 単位という非常に小さい設定条件の差が及ぼす影響を解析し, その結果を比較することが可能となった. 埋入深度が深い場合, インプラント間歯槽骨の応力とマイクロギャップは大きくなった. インプラント間距離が近い場合, インプラント間歯槽骨の応力は大きくなったが, 一方でマイクロギャップに大きい変化は見られなかった. また, 埋入深度が深い場合やインプラント間距離が近い場合に, コニカルコネクションのインプラントを使用すると, インプラント間歯槽骨の応力とマイクロギャップは, 他の連結様式と比較して小さくなった.

IV. 考 察

インプラント体周囲骨吸収の原因として様々な因子が挙げられているが、アバットメント連結様式に影響される因子として負担過重とマイクロギャップの2つが挙げられている⁸⁾。

負担過重とは、補綴学的、あるいは生物学的な許容範囲を超えた力により、偶発症をもたらす力のことである。骨に対してある一定の大きさ以上の応力がかかると骨の微小破壊が起こり、骨吸収が起こるとされている¹⁵⁾。歯科インプラント治療においても、過大な咬合力は負担過重として上部構造からインプラント体—アバットメント連結部を通してインプラント体周囲骨に加わり、機能負荷開始後の骨吸収に深く関与するとされている¹⁶⁾。一方で、骨にかかる応力がある一定の範囲内であれば骨吸収は起きず、骨量増大が生じる可能性もあることも述べられている¹⁵⁾。しかし、臨床においてインプラント体周囲骨量が増えたという報告は存在しないため、歯科インプラント治療においてなるべく骨に過大な応力がかからないようにする必要があることが示唆される。

マイクロギャップとは、上部構造体への荷重負荷時にアバットメントとインプラント体のマイクロムーブメントによって生じる間隙のことであり、これが細菌の増殖の巣窟となって骨吸収が生じることが知られている⁹⁾。1ピースタイ

プのインプラントにはマイクロギャップが存在しないが、審美領域では理想的な上部構造を製作するために 2 ピースタイプのインプラントが選択されることが多く、マイクロギャップを考慮する必要がある。マイクロギャップを小さくすることでインプラント体周囲骨吸収を抑制できる可能性があるため、様々なアバットメント連結様式の形態が存在する。臨床において、インプラント体周囲の骨吸収を抑制するために、骨に対する応力とマイクロギャップが小さいアバットメント連結様式のインプラントシステムを選択することは重要である。

1 本のインプラントにおける、アバットメント連結様式の差異がインプラント体周囲骨に及ぼす影響は、臨床研究や *in vivo* 実験、有限要素法を用いた *in silico* 実験など様々な報告がなされている。臨床研究では、近年 Cone Beam CT

(CBCT) の普及により、従来のデンタル X 線画像では評価できなかった唇側歯槽骨の三次元的な経時的変化に関する報告がなされており、CC のインプラントが周囲骨の維持に有利であるとされている¹⁷⁾。 *In vivo* 実験でも同様に、CC のインプラントがインプラント体周囲骨の維持に有利であると報告されている¹⁸⁾。 *In silico* 実験では、周囲骨の応力は CC のインプラントが小さいと報告されている¹⁹⁻²¹⁾。 また、マイクロギャップが小さいことも報告されている^{19,22,23)}。

しかし、*in silico* 実験での報告の多くは、冠を装着せずに解析を行っていたり^{19,22,23)}、CC のインプラントにアバットメントとアバットメントスクリューが一

体となったモデルを採用しており^{19,20,21)}、比較しているモデル間に統一性がない場合が多い。

一方で、隣接する2本のインプラントにおけるアバットメント連結様式の差異が、インプラント体周囲骨、特にインプラント間歯槽骨に及ぼす影響に関する報告は少ない。臨床研究では、いまだ従来のデンタルX線画像を用いた手法による評価しかなされていない²⁴⁾。これは、骨を三次元的に評価できるCBCTでは、数ミリ単位の小さい領域のインプラント間歯槽骨に対してアーチファクトが重なり、明確に評価できないためと考えられる。*In vivo*実験では、アバットメント連結様式の差異を考慮した報告はなく、1種類のアバットメント連結様式について評価されている^{10,25)}。*In silico*実験では、隣接する2本のインプラント間の歯槽骨に関する報告はなされていない。よって、臨床研究では明確に評価しにくいインプラント間歯槽骨に関して、*in vivo*実験や*in silico*実験を行い、多面的な評価を行うことは有益であると考えられる。

有限要素法は、荷重条件をシミュレーションした口腔内環境における補綴歯科治療の長期予後を予測するのに有用な方法である。これまでに、インプラント体ーアバットメント界面からインプラント体周囲骨への応力伝達は、有限要素法を使用して数多く報告されている²⁶⁾。従来の研究の多くは、サイズが小さく、形態も複雑なインプラント構成要素を再現するため、3Dスキャナで撮影し

たインプラント補綴装置の画像を解析ソフトウェアで読み込み、応力解析を行っていた。この読み込みの際に解析モデルが複雑になり、データ量が膨大になることで計算コストが高くなることは避けられない。そのため、一歯欠損のみを対象とした応力解析が多く、上部構造として冠を装着していない解析モデルが多く見られた。そこで本研究では、データ量を大幅に削減するため、解析モデルの作製から解析までを一つの CAD ソフトウェアで行った。本研究はインプラント体－アバットメント連結様式の差異が、インプラント間歯槽骨に与える影響に主眼を置いている。そのため、連結様式に関わる部分、すなわちインプラント体、アバットメント、アバットメントスクリューは構造を精密に再現する必要があり、それぞれを別々に設計して組み合わせ、インプラント構成要素モデルを製作した。アバットメント連結様式に関わる部分以外のインプラント構成要素の形態はすべて同一とし、統一性をもたせた。さらに、アバットメントに連結冠を装着した状態で解析を行った。そうすることで、計算コストを削減でき、冠を装着した条件で、かつ連続 2 歯欠損を対象としても精密なモデルを用いた解析を行うことが可能となり、実験 2 において 0.5 mm という小さい単位で実験条件を変化させた時の比較検討も可能となった。

ヒトの前歯部における咬合力の最大値は 176 N と報告されており²⁷⁾、本研究では 2 本のインプラントに対してそれぞれ 176 N の静荷重を負荷した。

2本の隣接するエクスターナルコネクションのインプラントを埋入した時、インプラント間距離は 3.0 mm 以上離すことが推奨されている⁹⁾。これは、インプラント間距離が 3.0 mm 以下になると水平的な骨吸収がオーバーラップし、インプラント間歯槽骨の垂直的な骨吸収を生じる危険性が高まるからであるとされている。このため、実験 1 ではインプラント間距離を 3.0 mm に設定した。

本研究では、応力の大きさに加えて方向性も評価することを計画したため、評価基準として最大主応力を採択した。最大主応力では、応力値が正なら引張応力、負なら圧縮応力と応力の方向性を区別することができる。ミーゼス応力を評価基準として採択している文献も数多く存在するが²⁸⁾、応力の方向性を評価できないため、今回は採択しなかった。

本研究結果より、インプラント間歯槽骨に対して、2本のインプラント体から近心方向に引張応力が重複して作用しているため、インプラント構成要素の近遠心断面の応力分布を評価することで、応力伝達の解明に重要な情報が得られると考えられる。また本研究では、マイクロギャップは、インプラント体とアバットメントの界面の間隙が最大となる口蓋側を基準に測定した。荷重負荷時にインプラント構成要素は変形するため、インプラント体－アバットメント界面のマイクロギャップの値は、界面の部位によって均一とはならない。しかし、インプラント体周囲骨は、インプラント体－アバットメント界面付近を中心と

して、全周に渡って垂直的にも水平的にも 1~2 mm 程度吸収すると報告されている⁹⁾。これは、マイクロギャップに細菌が入り込むと、界面全体に細菌が波及するためと考えられる。本研究では、連結冠の口蓋から荷重を加えており、インプラント体-アバットメント界面の間隙が最大となる口蓋側を基準としてマイクロギャップを測定することによって、界面全体の間隙の大きさの傾向も把握できると考えられる。したがって、マイクロギャップの評価に際し、インプラント構成要素の近遠心断面に加えて、唇舌断面の応力分布を考慮に入れる必要がある。

歴史的には、歯科インプラントのアバットメントスクリューの緩みに対抗するため、隣接する 2 本のインプラントの上部構造は連結冠にすることが推奨されてきた²⁹⁾。アバットメントスクリューの緩みによって、マイクロギャップは大きくなり、骨吸収を引き起こす可能性がある。また、連結冠にすることによって応力が分散するため、連結冠装着は骨吸収の抑制に有効であるとされてきた³⁰⁾。本研究の解析モデルはすべて連結冠を装着しているにもかかわらず、マイクロギャップや応力はアバットメント連結様式間で差が認められたため、連結様式は間接的に骨吸収に影響を与える重要な因子であると考えられる。

CC では、インプラント間歯槽骨に接するインプラント体-アバットメント連結部において、インプラント体側に引張応力、アバットメント側に圧縮応力を

認めた（図 5）。すなわち，連結部において応力分布の逆転現象が起こり，応力が相殺された結果，それに接するインプラント間歯槽骨に EC や IC よりも小さな引張応力が作用したと考えられる．材料力学では，物質は外部からの力を受けると変形し，この変形に抵抗して内部に応力を生ずる．応力は単純な形状の内部では一様に分布するが，形状が複雑になると分布が一様でなくなり，凹凸部分には大きな応力が生じ，応力集中が起こる．CC では，応力の最も集中する連結部において，IC や EC のような凹凸構造のない特有の円錐状の連結様式を有している．加えて，アバットメントとインプラント体のマイクロムーブメントが小さいことが知られている．すなわち構成要素の変形が小さいために，どこかへの応力集中が起こりにくい構造と考えられる．また，アバットメントーインプラント体界面の頬側と近遠心側に，インプラント体側には引張応力，アバットメント側には圧縮応力を認めた（図 8）．このことは，界面にアバットメントの滑りに抵抗する逆向きの応力が作用していることを示しており，このこともアバットメントのマイクロムーブメントは小さくなり、マイクロギャップが最小になった理由と考えられる．

EC では，インプラント間歯槽骨に接するインプラント体ーアバットメント連結部の，アバットメント側寄りにインプラント体とアバットメントともに引張応力の集中を認めた（図 5）．このため，CC のように連結部で応力が相殺され

ることなく、それに接するインプラント間歯槽骨に CC よりも大きい引張応力が作用したと考えられる。EC では、アバットメントがインプラント体の上に乗るように連結されている様式であり、連結部の凹凸構造がアバットメント側に存在するため、アバットメント側へ応力が集中し、アバットメントの変位も大きくなったと考えられる。それに加えて、アバットメントの脱離に抵抗する連結部の凹凸部において、CC で見られた逆向きの応力分布を認めなかったため（図 6）、マイクロギャップは最大になったものと考えられる。

IC では、インプラント間歯槽骨に接するインプラント体－アバットメント連結部において、EC よりもインプラント体とアバットメントともに大きな引張応力の集中を認めたため、それに接するインプラント間歯槽骨により深部から応力が作用し、EC や CC よりも大きい引張応力が発生したと考えられる（図 5）。連結部分の凹凸構造がインプラント体側に存在し、アバットメントがインプラント体の内部に深く入り込んでいるため、アバットメント側に加えてインプラント体側へ応力が集中したと考えられる。また、アバットメント－インプラント体界面の頬側にのみ CC で見られたアバットメントの滑りに抵抗する逆向きの応力分布を認めた（図 9）が、このことが CC よりもマイクロギャップが大きくなった理由の一つと考えられる。

実験 2 では、埋入条件がインプラント間歯槽骨に及ぼす力学的影響を検討し

た．術者が選択できるという点で，埋入深度やインプラント間距離といった埋入条件も，アバットメント連結様式と同様に重要な項目である．

埋入深度の変化群では，いずれの連結様式においても，埋入深度が深くなるにつれてインプラント間歯槽骨に対してより深部から応力が加わるため，インプラント間歯槽骨の応力は大きくなったものと考えられる．また，埋入深度が深くなると上部構造の長径は大きくなるため，支点となるアバットメントとインプラント体の連結部分と荷重点までの距離が長くなり，モーメント量が増える．これによってアバットメントのマイクロムーブメントが大きくなり，マイクログャップは大きくなったものと考えられる．

2 ピースタイプのインプラントを骨縁下に埋入した際，インプラント周囲骨はインプラント体－アバットメント界面の位置，つまりマイクログャップの位置に影響され，骨吸収が大きくなることが報告されている⁹⁾．隣接する2本のインプラントを埋入した時，1本単位での骨吸収が大きくなると水平的骨吸収の重複が増加し，インプラント間歯槽骨の高さを減じる結果となる．本研究では，いずれのコネクションにおいても，応力とマイクログャップの両方の観点からそれを支持する結果となった．

一方で，骨縁下に埋入したCCのインプラントは，ECのインプラントと比較して骨吸収が小さいことが報告されている¹⁸⁾．これは，CCのインプラントではマイクログャップが小さいことおよび，アバットメントの円錐形によるプラット

フォームスイッチングが貢献しているものと考えられている。本研究では、CC では埋入深度が深い場合でも、EC や IC と比較して応力とマイクロギャップはともに小さくなったため、それを支持する結果となった。

インプラント間距離の変化群では、インプラント間距離が近くなるほどインプラント間歯槽骨の体積が小さくなり、応力のオーバーラップする範囲が増加するため、インプラント間歯槽骨の応力は大きくなったと考えられる。一方で、マイクロギャップには大きな変化が見られなかった。これは、支点となるアバットメントとインプラント体の連結部分と、荷重点までの距離がほとんど変化しないためと考えられる。*In vivo* 実験において、隣接する 2 本の EC のインプラントを埋入した際、インプラント間距離が 3.0 mm 以下になると水平的骨吸収が重複し、インプラント間歯槽骨と歯間乳頭の高さが喪失するとされている

10)。本研究結果では、応力の観点からそれを支持する結果となった。一方で、*in vivo* 実験において、CC のインプラントを使用した場合、インプラント間距離が 2.0 mm の場合でも、3.0 mm の場合と同等にインプラント間歯槽骨を維持できる可能性が示唆されている²⁵⁾。本研究では、CC ではインプラント間距離が近い場合でも、EC や IC と比較して応力は小さくなったため、それを支持する結果となった。

いずれの連結様式においても、インプラント構成要素内の応力の分布様式に

大きな変化は見られなかった。CC では、埋入深度やインプラント間距離が変化しても、補綴装置内での応力分散や、アバットメントの滑りに抵抗する応力分布といった応力の分布様式に変化は生じなかったため、埋入条件が変化した場合でも、応力とマイクロギャップは埋入条件の影響を受けず、他の連結様式と比較して一様に小さくなったと考えられる。

臨床においては、審美的に理想的な歯肉形態と上部構造のエマージェンスプロファイルを獲得するため、埋入深度を深くせざるを得ない場合や、埋入位置にずれが生じ、インプラント間距離が従来のルールとされてきた 3.0 mm よりも近くなる場合が起こりうるが、そのような場合でも CC を使用することでインプラント間歯槽骨の吸収を抑制できる可能性が示唆された。

最後に、本研究で行った解析は、線形解析かつ静的解析である。今後は非線形解析かつ動的解析を行うことで、より実際の症例に近い環境での知見が得られ、アバットメント連結様式と埋入条件の差異による影響をより厳密に評価できるものと期待される。

VI. 結 論

本研究において、審美領域に連続した複数~~2~~本のインプラント治療を行う場合、インプラント間歯槽骨の維持に力学的に有利なアバットメント連結様式の選択と、埋入条件の指標を得る目的で、三次元有限要素法を用いて応力解析を行った結果、以下の結論を得た。

1. 上顎前歯部に 2 本の隣接するインプラントを埋入する際、インプラント間歯槽骨の維持には、コニカルコネクションが力学的に有利なアバットメント連結様式である可能性が示唆された。
2. 埋入深度が深いほど、またインプラント間距離が近いほど、インプラント間歯槽骨の維持には力学的に不利に働くことが示唆された。
3. 埋入深度が深くなることや、インプラント間距離が 3.0 mm より近接することが予測される症例では、コニカルコネクションのインプラントを使用することで、インプラント間歯槽骨の吸収を抑制できる可能性が示唆された。

V. 謝 辞

稿を終えるにあたり，本研究の機会を与えていただき，御指導と御高配を賜りました大阪大学大学院歯学研究科歯科補綴学第一教室の矢谷博文教授に対し，深甚なる謝意を表します．

また，本研究の遂行にあたり，大阪大学大学院歯学研究科歯科補綴学第一教室の中野環助教，小野真司医員，山西康文医員に心より感謝申し上げます．

最後に，本研究を行うに際し，多大なる御協力と御助言を頂いた大阪大学大学院歯学研究科歯科補綴学教室の教室員各位に厚く御礼申し上げます．

VI. 参 考 文 献

- 1) Adell R, Lekholm U, Rockler B, Brånemark PI. A 15-year study of osseointegrated implants in the treatment of the edentulous jaw. *Int J Oral Surg*, 1981; 10: 387-416.
- 2) Albrektsson T, Zarb G, Worthington P, Eriksson AR. The long-term efficacy of currently used dental implants: a review and proposed criteria of success. *Int J Oral Maxillofac Implants*, 1986; 1: 11-25.
- 3) Cardaropoli G, Lekholm U, Wennström JL. Tissue alterations at implant-supported single-tooth replacements: a 1-year prospective clinical study. *Clin Oral Implants Res*, 2006; 17: 165-171.
- 4) Salama H, Salama MA, Garber DA, Adar P. The interproximal height of bone: a guidepost to predictable aesthetic strategies and soft tissue contours in anterior tooth replacement. *Pract Periodontics Aesthet Dent*, 1998; 10: 1131-1141.
- 5) Gaggl A, Schultes G. Biomechanical properties in titanium implants with integrated maintenance free shock absorbing elements. *Biomaterials*, 2001; 22: 3061-3066.
- 6) Heckmann SM, Linke JJ, Graef F, Foitzik C, Wichmann MG, Weber HP.

Stress and inflammation as a detrimental combination for periimplant bone loss. *J Dent Res*, 2006; 85: 711-716.

- 7) Kitagawa T, Tanimoto Y, Odaki M, Nemoto K, Aida M. Influence of implant/abutment joint designs on abutment screw loosening in a dental implant system. *J Biomed Mater Res B Appl Biomater*, 2005; 75: 457-463.
- 8) Schmitt CM, Nogueira-Filho G, Tenenbaum HC, Lai JY, Brito C, Döring H, Nonhoff J. Performance of conical abutment (Morse Taper) connection implants: a systematic review. *J Biomed Mater Res A*, 2014; 102: 552-574.
- 9) Hermann JS, Buser D, Schenk RK, Cochran DL. Crestal bone changes around titanium implants. A histometric evaluation of unloaded non-submerged and submerged implants in the canine mandible. *J Periodontol*, 2000; 71: 1412-1424.
- 10) Tarnow DP, Cho SC, Wallace SS. The effect of inter-implant distance on the height of inter-implant bone crest. *J Periodontol*, 2000; 71: 546-549.
- 11) Davarpanah M, Martinez H, Tecucianu JF. Apicalcoronal implant position: Recent surgical proposals. Technical note. *Int J Oral Maxillofac*

Implants, 2000; 15: 865-872.

- 12) Ersoy AE, Turkeyilmaz I, Ozan O, McGlumphy EA. Reliability of implant placement with stereolithographic surgical guides generated from computed tomography: clinical data from 94 implants. *J Periodontol*, 2008; 79: 1339-1345.
- 13) Schrotenboer J, Tsao YP, Kinariwala V and Wang HL. Effect of platform switching on implant crest bone stress: a finite element analysis. *Implant Dent*, 2009; 18: 260-269.
- 14) Hudieb MI, Wakabayashi N and Kasugai S. Magnitude and direction of mechanical stress at the osseointegrated interface of the microthread implant. *J Periodontol*, 2011; 82: 1061-1070.
- 15) Frost HM. A 2003 update of bone physiology and Wolff's Law for clinicians. *Angle Orthod*, 2004; 74: 3-15.
- 16) Esposito M, Hirsch JM, Lekholm U, Thomsen P. Biological factors contributing to failures of osseointegrated oral implants. (I). Success criteria and epidemiology. *Eur J Oral Sci*, 1998; 106: 527-551.
- 17) Kaminaka A, Nakano T, Ono S, Kato T, Yatani H. Cone-Beam Computed Tomography Evaluation of Horizontal and Vertical Dimensional

Changes in Buccal Peri-Implant Alveolar Bone and Soft Tissue: A 1-Year Prospective Clinical Study. *Clin Implant Dent Relat Res*, 2015; 2: e576-585.

18) Weng D, Nagata MJ, Bell M, Bosco AF, de Melo LG, Richter EJ.

Influence of microgap location and configuration on the periimplant bone morphology in submerged implants. An experimental study in dogs. *Clin Oral Implants Res*, 2008; 19: 1141-1147.

19) Pessoa RS, Muraru L, Junior EM, Vaz LG, Sloten JV, Duyck J, Jaecques

SV. Influence of implant connection type on the biomechanical environment of immediately placed implants - CT-based nonlinear, three-dimensional finite element analysis. *Clin Implant Dent Relat Res*, 2010; 12: 219-234.

20) Quaresma SE, Cury PR, Sendyk WR, Sendyk C. A finite element

analysis of two different dental implants: stress distribution in the prosthesis, abutment, implant, and supporting bone. *J Oral Implantol*, 2008; 34: 1-6.

21) Lin CL, Chang SH, Chang WJ, Kuo YC. Factorial analysis of variables

influencing mechanical characteristics of a single tooth implant placed in

the maxilla using finite element analysis and the statistics-based

Taguchi method. *Eur J Oral Sci*, 2007; 115: 408-416.

- 22) Yamanishi Y, Yamaguchi S, Imazato S, Nakano T, Yatani H.

Influences of implant neck design and implant-abutment joint type on peri-implant bone stress and abutment micromovement:

three-dimensional finite element analysis. *Dent Mater*, 2012; 28: 1126-1133.

- 23) Streckbein P, Streckbein RG, Wilbrand JF, Malik CY, Schaaf H, Howaldt

HP, Flach M. Non-linear 3D evaluation of different oral implant-abutment connections. *J Dent Res*, 2012; 91: 1184-1189.

- 24) Rodríguez-Ciurana X, Vela-Nebot X, Segalà-Torres M, Calvo-Guirado JL,

Cambra J, Méndez-Blanco V, Tarnow DP. The effect of interimplant distance on the height of the interimplant bone crest when using platform-switched implants. *Int J Periodontics Restorative Dent*, 2009; 29: 141-1151.

- 25) Elian N, Bloom M, Dard M, Cho SC, Trushkowsky RD, Tarnow D. Effect of interimplant distance (2 and 3 mm) on the height of interimplant bone crest: a histomorphometric evaluation. *J Periodontol*, 2011; 82:

1749-1756.

- 26) Quaresma SE, Cury PR, Sendyk WR, Sendyk C. A finite element analysis of two different dental implants: stress distribution in the prosthesis, abutment, implant, and supporting bone. *J Oral Implantol*, 2008; 34: 1-6.
- 27) Helkimo E, Carlsson GE, Helkimo M. Bite force and state of dentition. *Acta Odontol Scand*, 1977; 35: 297-303.
- 28) Quaresma SE, Cury PR, Sendyk WR, Sendyk C. A finite element analysis of two different dental implants: stress distribution in the prosthesis, abutment, implant, and supporting bone. *J Oral Implantol*, 2008; 34: 1-6.
- 29) Clelland NL, Seidt JD, Daroz LG, McGlumphy EA. Comparison of strains for splinted and nonsplinted implant prostheses using three-dimensional image correlation. *Int J Oral Maxillofac Implants*, 2010; 25: 953-959.
- 30) Vigolo P, Mutinelli S, Zaccaria M, Stellini E. Clinical evaluation of marginal bone level change around multiple adjacent implants restored with splinted and nonsplinted restorations: a 10-year randomized

controlled trial. *Int J Oral Maxillofac Implants*, 2015; 30: 411-418.

- 31) Pessoa RS, Vaz LG, Marcantonio E Jr, Vander Sloten J, Duyck J, Jaecques SV. Biomechanical evaluation of platform switching in different implant protocols: computed tomography-based three-dimensional finite element analysis. *Int J Oral Maxillofac Implants*, 2010; 25: 911-919.
- 32) Jörn D, Kohorst P, Besdo S, Rücker M, Stiesch M, Borchers L. Influence of lubricant on screw preload and stresses in a finite element model for a dental implant. *J Prosthet Dent*, 2014; 112: 340-348.
- 33) Madfa AA, Kadir MR, Kashani J, Saidin S, Sulaiman E, Marhazlinda J, Rahbari R, Abdullah BJ6, Abdullah H, Abu Kasim NH. Stress distributions in maxillary central incisors restored with various types of post materials and designs. *Med Eng Phys*, 2014; 36: 962-967.

IX. 図 表

表 1 3次元有限要素解析モデルに投入した機械的特性

構成要素	材質	ヤング率 (MPa)	ポアソン比	引用文献
皮質骨	皮質骨	13000	0.3	24a
海綿骨	海綿骨	1370	0.3	24a
インプラント体 アバットメント	チタン	117000	0.3	24a
アバットメントスクリュー	チタン合金	120000	0.36	25a
連結冠	金合金	96600	0.35	26a

表 2 実験 2 の解析モデルの要素数

解析モデル	要素数
IC dep0.5	175,251
IC dep1.0	178,023
EC dep0.5	164,179
EC dep1.0	166,413
CC dep0.5	160,024
CC dep1.0	160,753
IC dis2.5	172,679
IC dis2.0	171,898
EC dis2.5	173,526
EC dis2.0	171,671
CC dis2.5	152,925
CC dis2.0	152,115

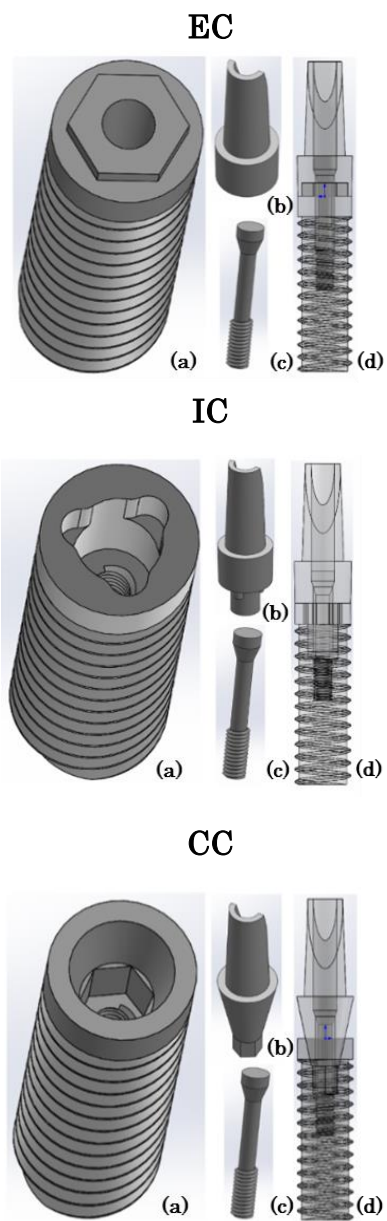


図1 3次元 CAD モデル

(a): インプラント体, (b): アバットメント, (c): アバットメントスクリュー,
(d): (a)-(c)を統合したモデル.

EC: エクスターナルコネクション

IC: インターナルコネクション

CC: コニカルコネクション

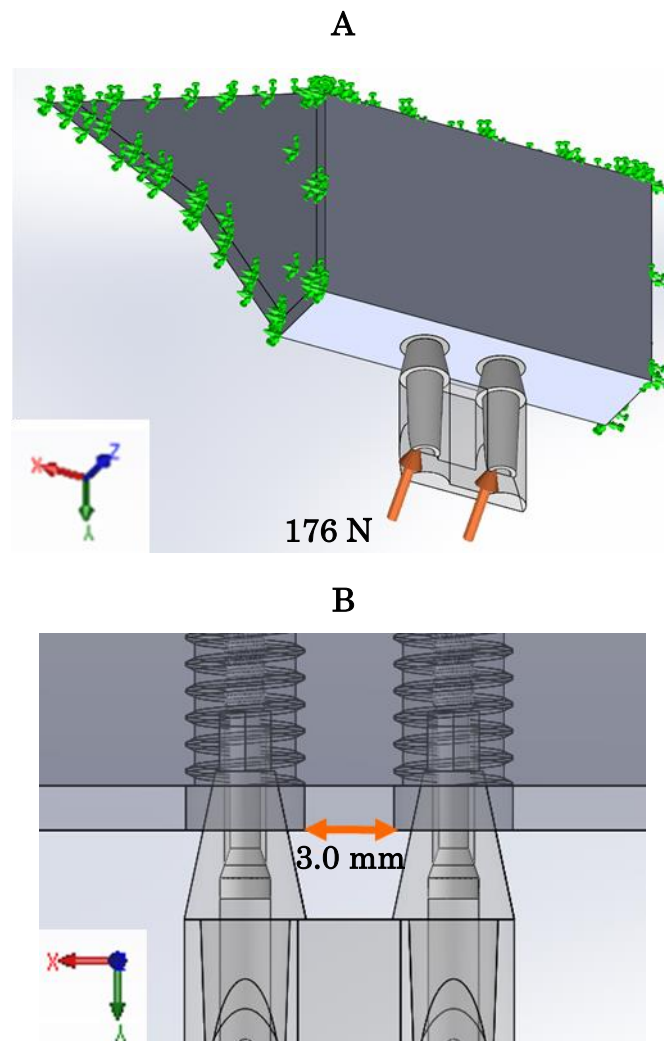


図 2 荷重負荷条件

A: CC の解析モデルの全体図を示す．骨モデルの隣接面と底面を拘束し（緑の矢印），連結冠の口蓋側からインプラント軸に対して 45 度の角度で 176 N の静荷重を負荷した（橙の矢印）．

B: CC の解析モデルを唇側から見た図を示す．インプラント間距離がプラットフォーム間で 3.0 mm となるように，2 本のインプラントを埋入した．

Z 軸の正の方向が唇側，負の方向が口蓋側を示す．X 軸方向および Z 軸方向はそれぞれ近遠心方向，インプラント軸方向を示す．

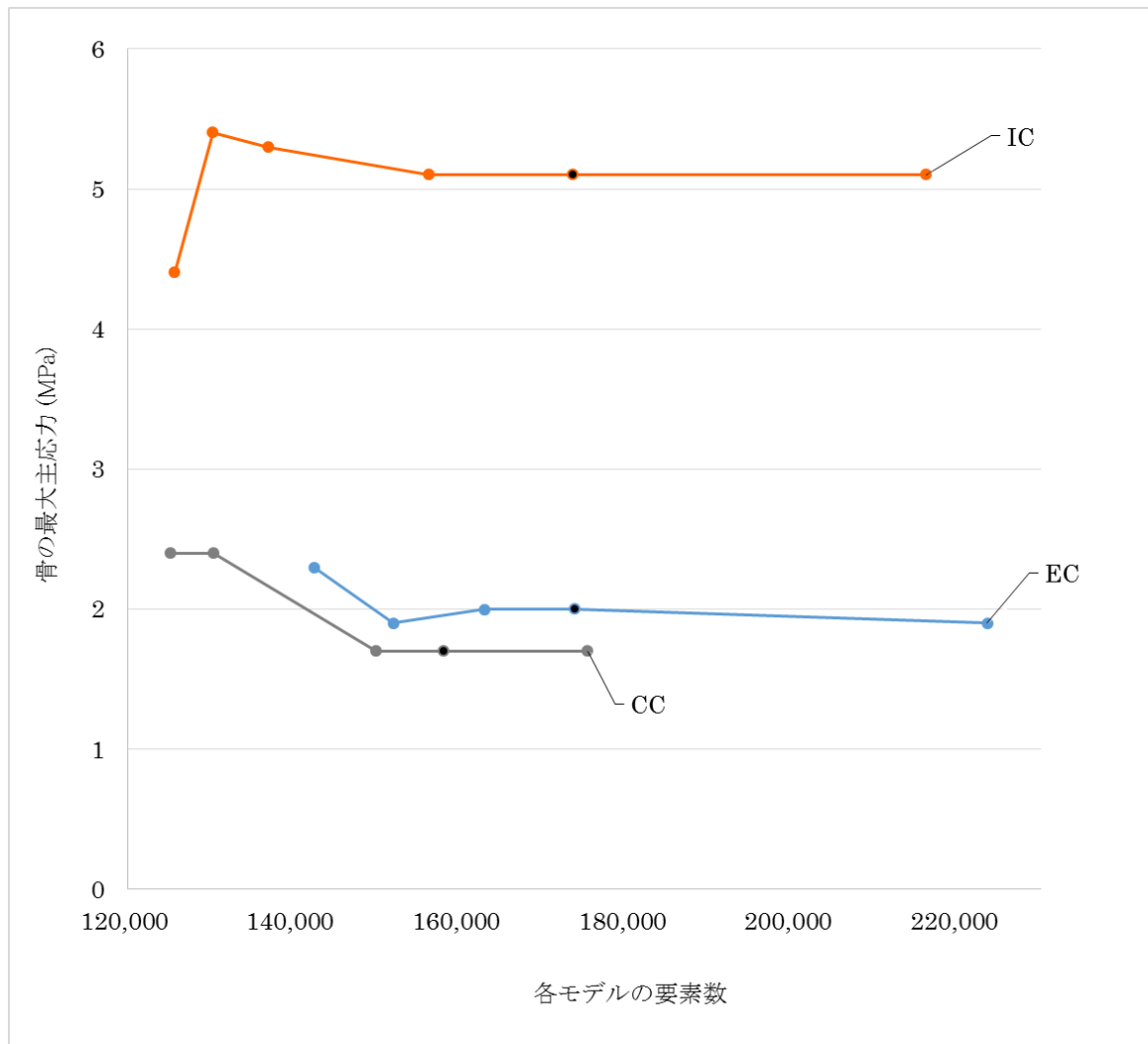


図 3 骨の最大主応力を基準とした収束試験結果

黒の点は、最大主応力の値が収束した要素数を示す。

EC: エクスターナルコネクション

IC: インターナルコネクション

CC: コニカルコネクション

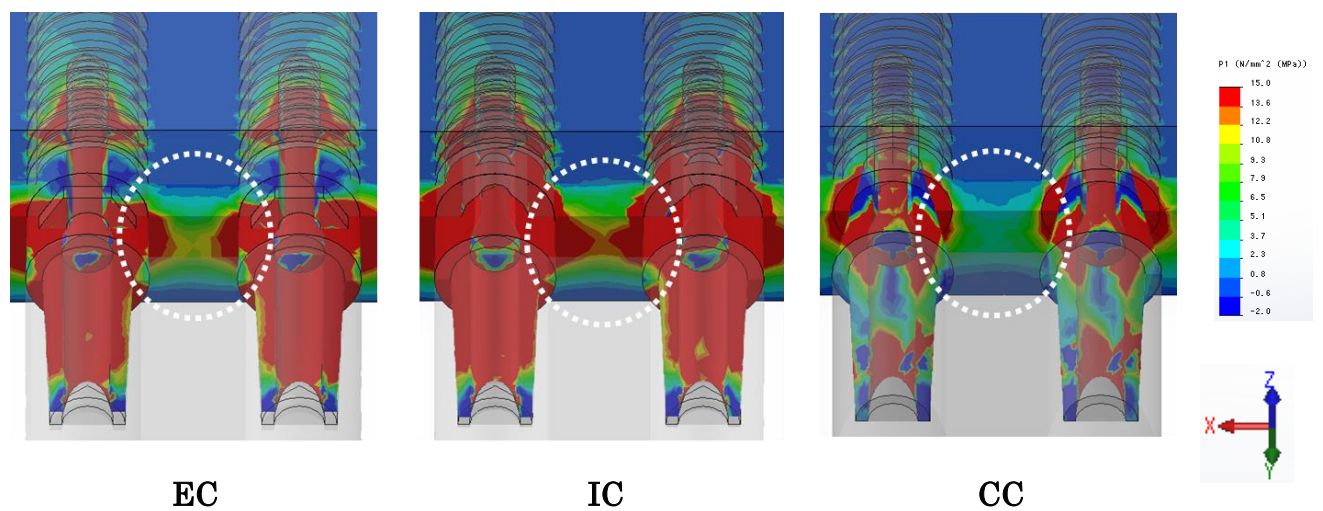


図 4 骨とインプラント構成要素の応力分布（最大主応力）

EC: エクスターナルコネクション

IC: インターナルコネクション

CC: コニカルコネクション

Z 軸の正の方向が唇側，負の方向が口蓋側を示す．X 軸方向および Z 軸方向はそれぞれ近遠心方向，インプラント軸方向を示す．

白の点線で囲まれる部分にインプラント間歯槽骨に対し，2 本のインプラントからの近心方向へ引張応力がオーバーラップしている部分が見られる．

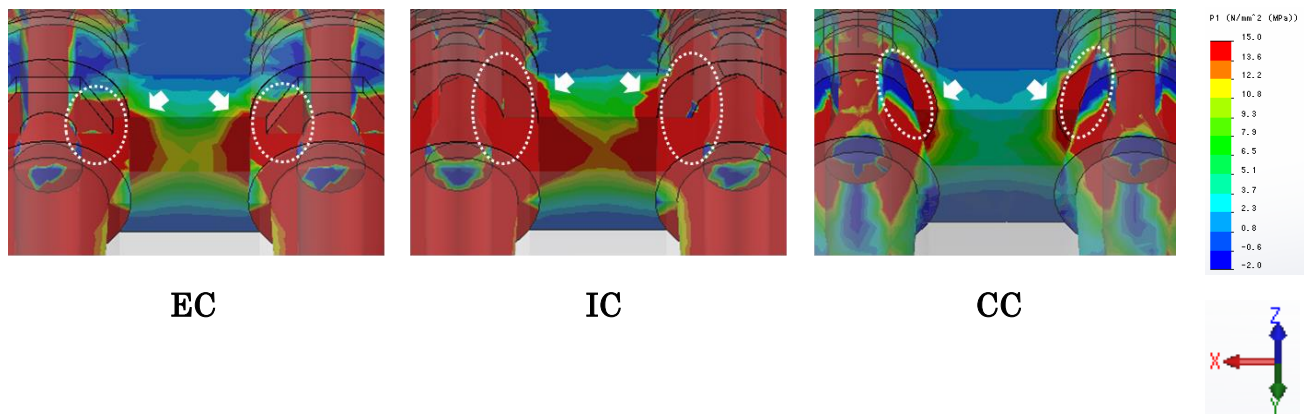


図 5 骨とインプラント構成要素の応力分布（最大主応力）

図 4 の白の点線部分の拡大図を示す。

EC: エクスターナルコネクション

IC: インターナルコネクション

CC: コニカルコネクション

Z 軸の正の方向が唇側，負の方向が口蓋側を示す。X 軸方向および Z 軸方向はそれぞれ近遠心方向，インプラント軸方向を示す。

- ・ EC: インプラント体－アバットメント連結部（白の点線）ではアバットメント側寄りに引張応力が集中し，それに接するインプラント間歯槽骨に CC よりも大きい引張応力が見られる（白の矢印）。
- ・ IC: インプラント体－アバットメント連結部（白の点線）ではアバットメント側に加えてインプラント体側に引張応力が集中し，それに接するインプラント間歯槽骨により深部から引張応力がかかり（白の矢印），EC よりも大きい引張応力が見られる。
- ・ CC: インプラント体－アバットメント連結部（白の点線）ではインプラント体側に引張応力，アバットメント側に圧縮応力を認め，それに接するインプラント間歯槽骨には EC や IC よりも小さな引張応力が見られる。

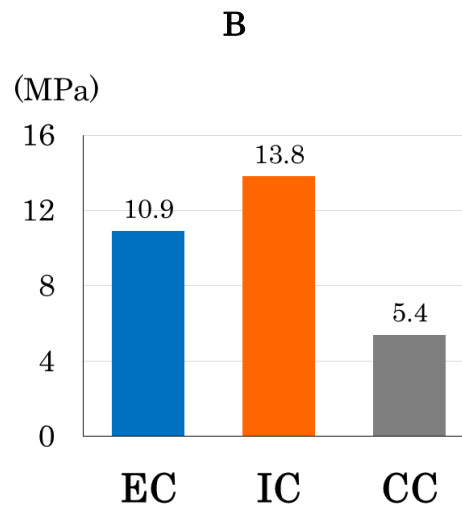
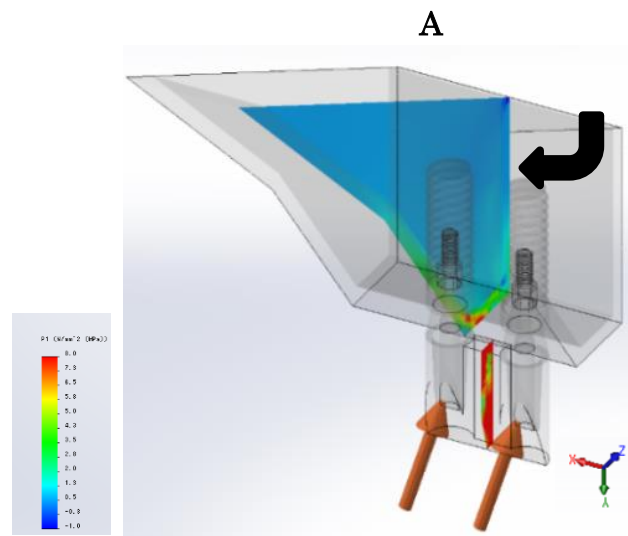


図 6 インプラント間歯槽骨の応力値

A: インプラント間歯槽骨の、インプラント間の正中に存在する唇舌方向の平面を示す (黒の矢印).

B: 各モデルのインプラント間歯槽骨の最大主応力の最大値を示す.

EC: エクスターナルコネクション

IC: インターナルコネクション

CC: コニカルコネクション

Z 軸の正の方向が唇側, 負の方向が口蓋側を示す. X 軸方向および Z 軸方向はそれぞれ近遠心方向, インプラント軸方向を示す.

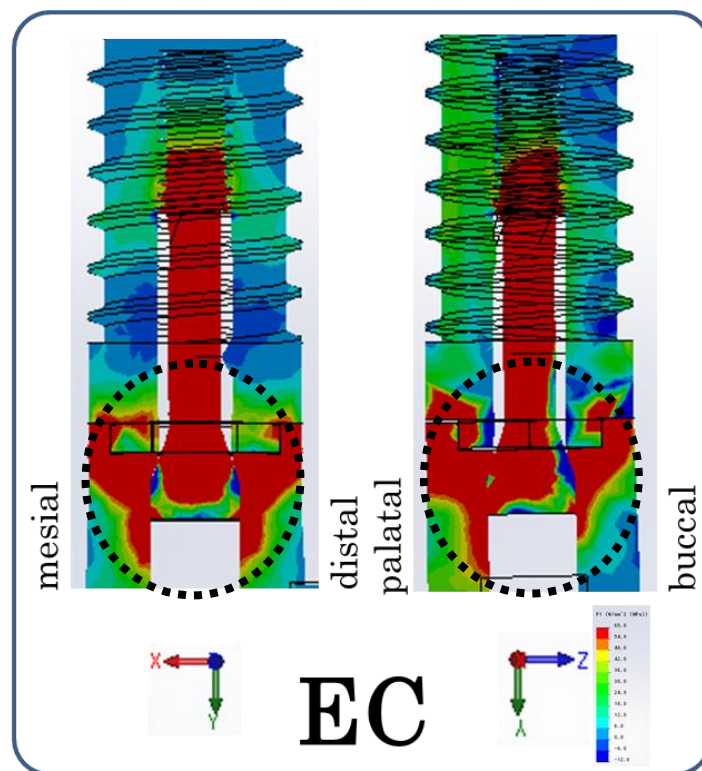


図 7 EC のインプラント構成要素の応力分布（最大主応力）

Z 軸の正の方向が唇側，負の方向が口蓋側を示す．X 軸方向および Z 軸方向はそれぞれ近遠心方向，インプラント軸方向を示す．

左側にインプラント構成要素の近遠心方向の断面を，右側に唇舌方向の断面を示す．黒の点線で囲まれた部分は連結部のアバットメント側に応力が集中した部分を示す．

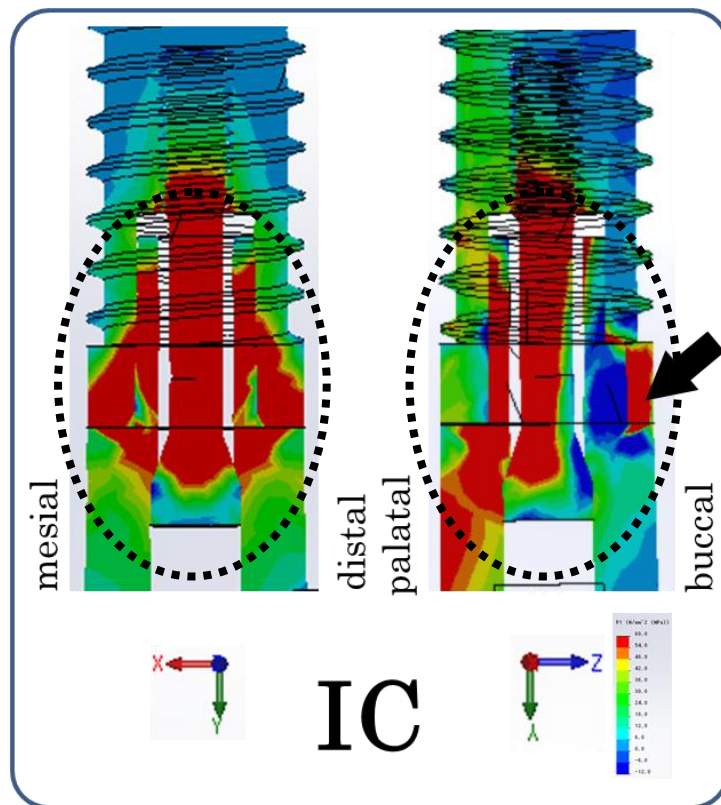


図 8 IC のインプラント構成要素の応力分布（最大主応力）

Z 軸の正の方向が唇側，負の方向が口蓋側を示す．X 軸方向および Z 軸方向はそれぞれ近遠心方向，インプラント軸方向を示す．

左側にインプラント構成要素の近遠心方向の断面を，右側に唇舌方向の断面を示す．黒の点線で囲まれた部分は連結部のアバットメント側とインプラント体側に応力が集中した部分を示す．黒の矢印はアバットメントとインプラント体の界面の頬側において，応力分布が逆向きとなっている部分を示す．

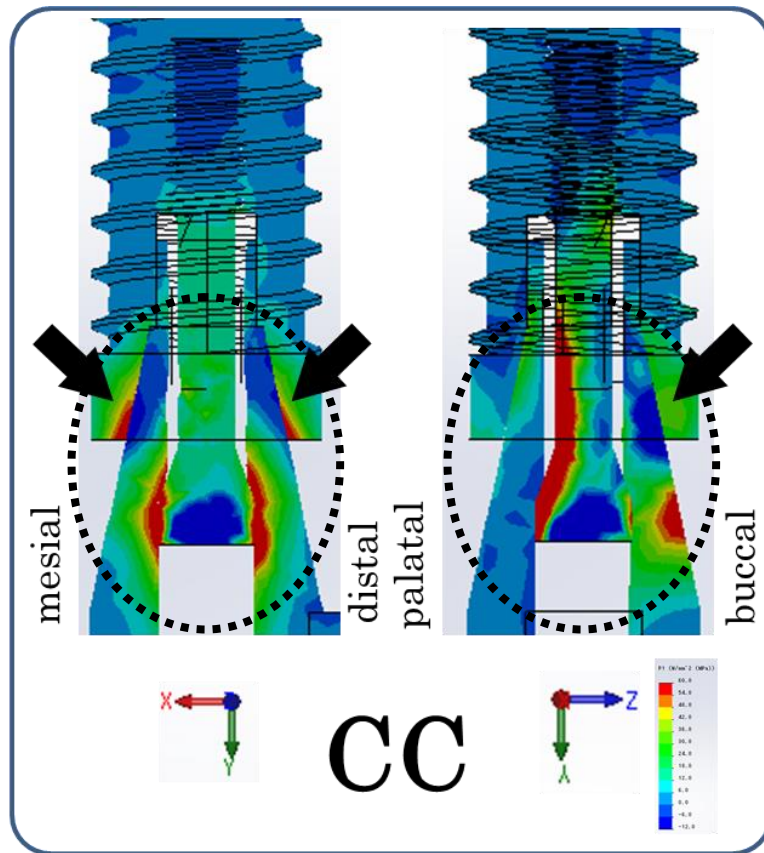


図 9 CC のインプラント構成要素の応力分布（最大主応力）

Z 軸の正の方向が唇側，負の方向が口蓋側を示す．X 軸方向および Z 軸方向はそれぞれ近遠心方向，インプラント軸方向を示す．

左側にインプラント構成要素の近遠心方向の断面を，右側に唇舌方向の断面を示す．黒の点線で囲まれた部分は連結部付近で応力が分散した部分を示す．黒の矢印はアバットメントとインプラント体の界面の頬側と近遠心側において，応力分布が逆向きとなっている部分を示す．

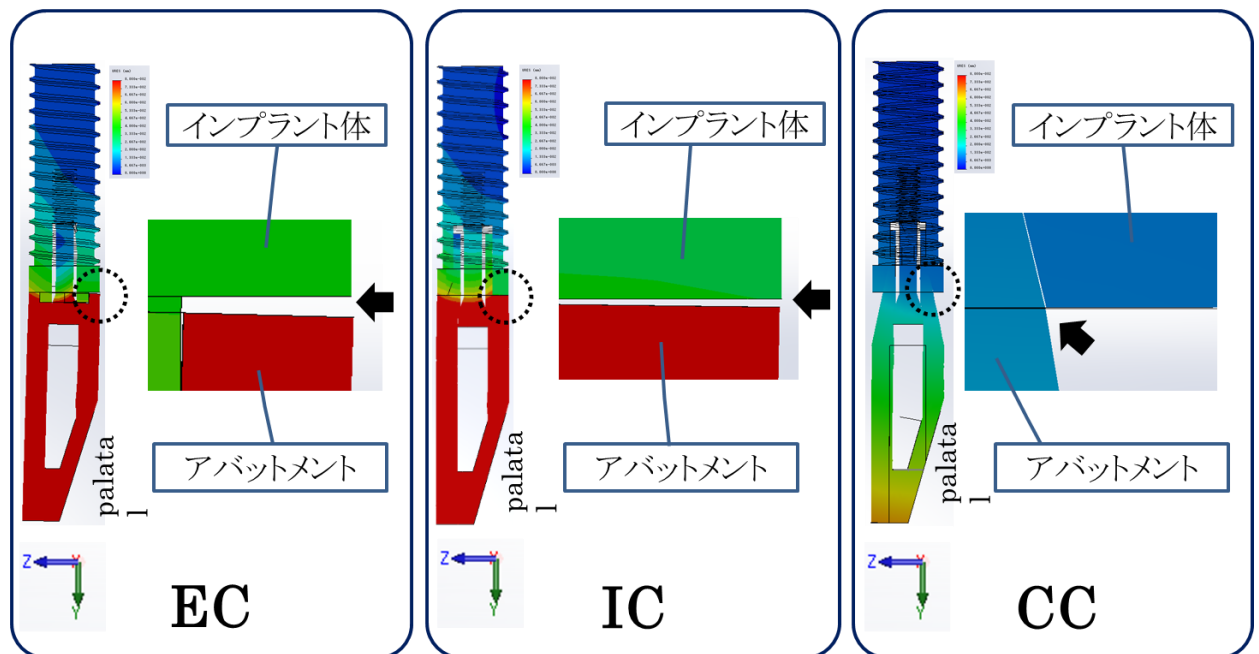


図 10 マイクロギャップの測定に用いるインプラント構成要素の唇舌方向の断面

EC: エクスターナルコネクション

IC: インターナルコネクション

CC: コニカルコネクション

Z 軸の正の方向が唇側，負の方向が口蓋側を示す．X 軸方向および Z 軸方向はそれぞれ近遠心方向，インプラント軸方向を示す．

左側にインプラント構成要素の唇舌方向の断面を示す．右側は黒の点線部分を拡大したものである．黒の矢印はインプラント体とアバットメントの界面の口蓋側の間隙を示す．この間隙を計測し，マイクロギャップの値とした．

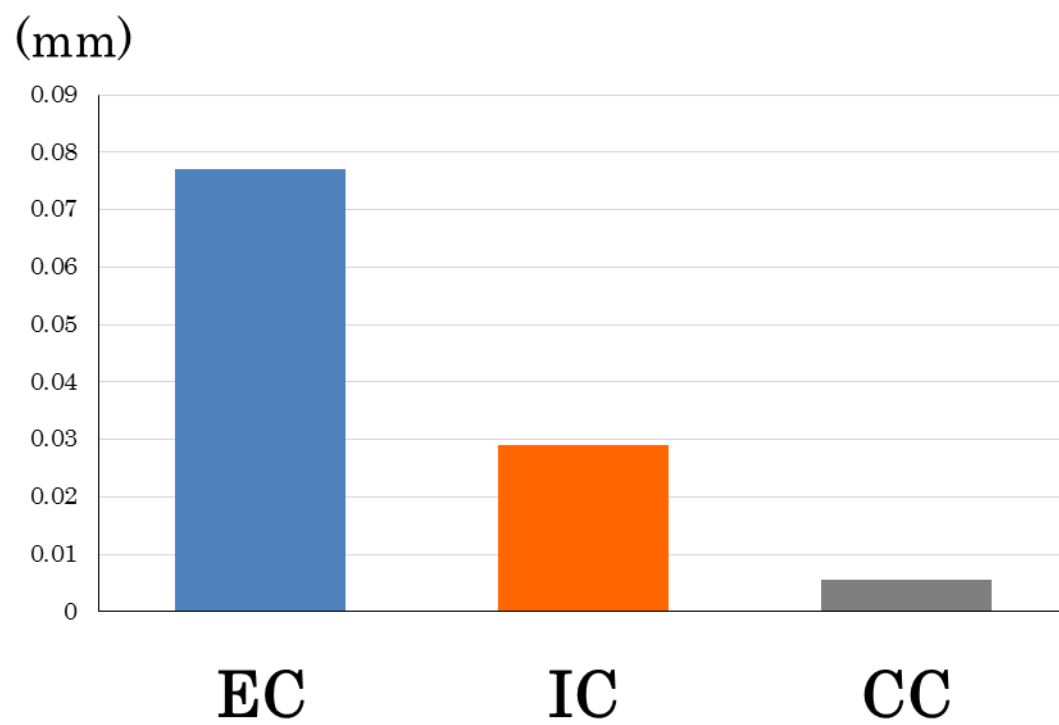


図 11 アバットメントーインプラント体間のマイクロギャップの値

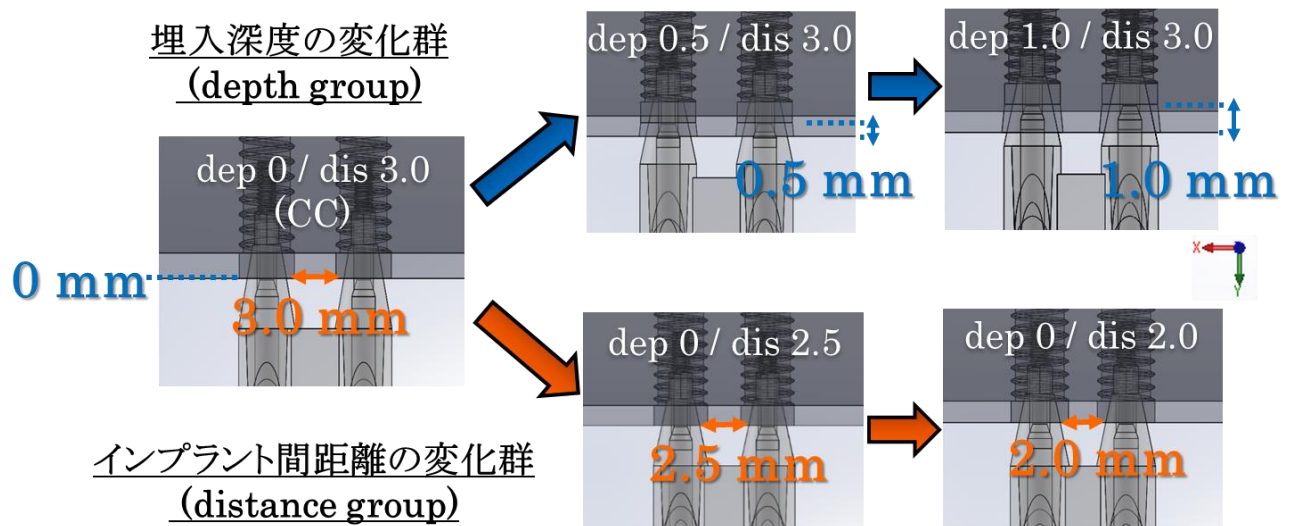


図 12 CC の埋入深度の変化群とインプラント間距離の変化群の解析モデル

dep 0 / dis 3.0: 埋入深度が骨頂と同じ, かつインプラント間距離が 3.0 mm

dep 0.5 / dis 3.0:

埋入深度が骨頂より 0.5 mm 深い, かつインプラント間距離が 3.0 mm

dep 1.0 / dis 3.0:

埋入深度が骨頂より 1.0 mm 深い, かつインプラント間距離が 3.0 mm

dep 0 / dis 2.5: 埋入深度が骨頂と同じ, かつインプラント間距離が 2.5 mm

dep 0 / dis 2.0: 埋入深度が骨頂と同じ, かつインプラント間距離が 2.0 mm

Z 軸の正の方向が唇側, 負の方向が口蓋側を示す. X 軸方向および Z 軸方向はそれぞれ近遠心方向, インプラント軸方向を示す.

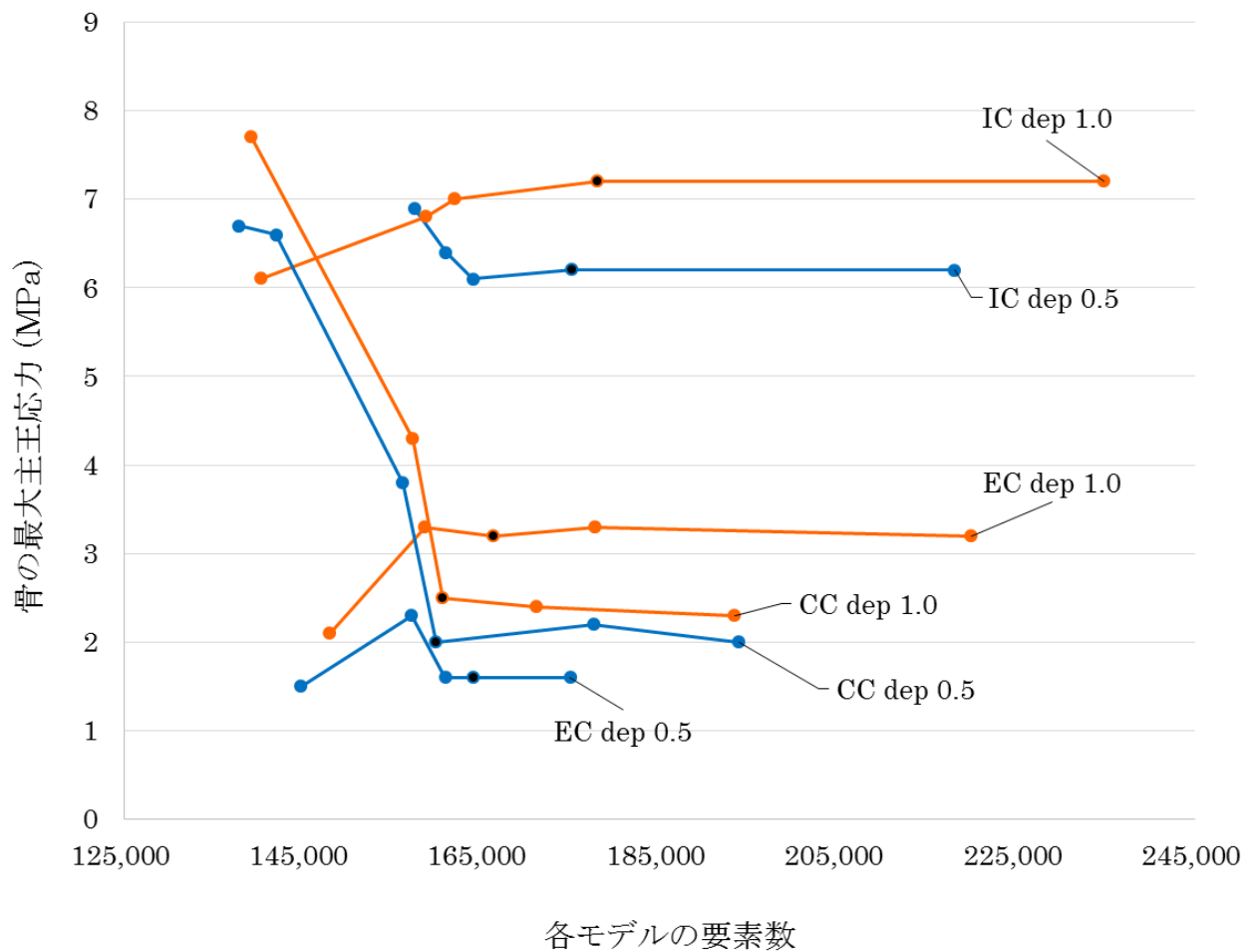


図 13 骨の最大主応力を基準とした収束試験結果（埋入深度の変化群）

黒の点は、最大主応力の値が収束したときの要素数を示す。

EC: エクスターナルコネクション

IC: インターナルコネクション

CC: コニカルコネクション

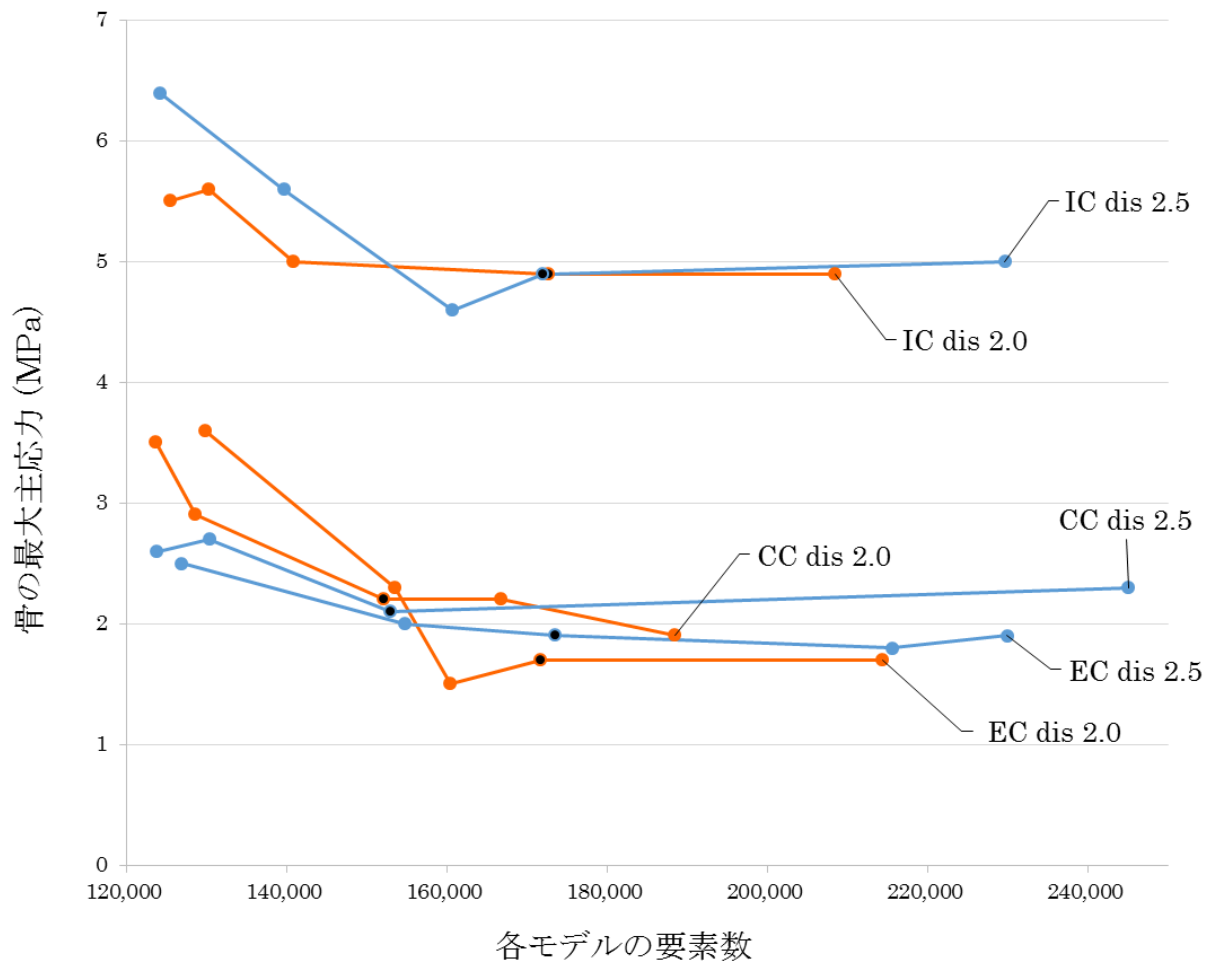


図 14 骨の最大主応力を基準とした収束試験結果（インプラント距離の変化群）

黒の点は、最大主応力の値が収束したときの要素数を示す。

EC: エクスターナルコネクション

IC: インターナルコネクション

CC: コニカルコネクション

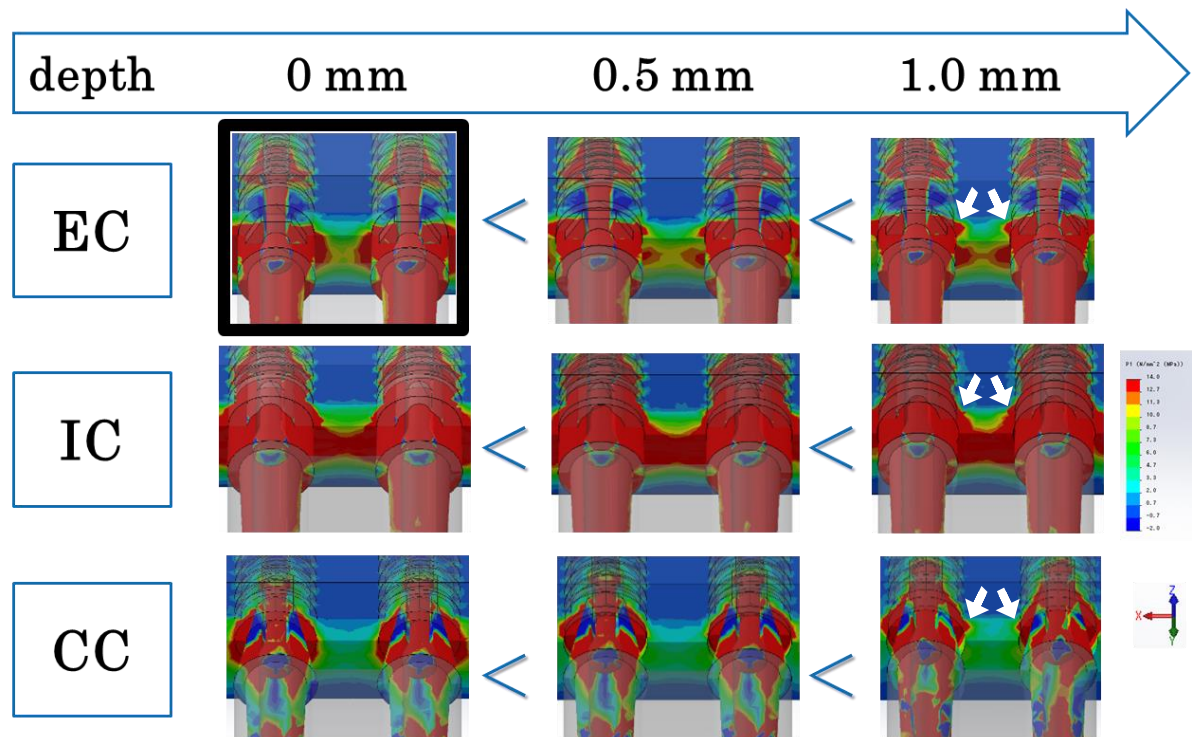


図 15 埋入深度の変化群の骨とインプラントモデルの応力分布（最大主応力）

EC: エクスターナルコネクション

IC: インターナルコネクション

CC: コニカルコネクション

Z 軸の正の方向が唇側，負の方向が口蓋側を示す．X 軸方向および Z 軸方向はそれぞれ近遠心方向，インプラント軸方向を示す．

不等号は，応力分布の範囲の大きさの大小関係を示す．白の矢印は，埋入深度が骨頂より 1.0 mm 深い時，より深部からインプラント歯槽骨に対して応力が加わっている部分を示す．

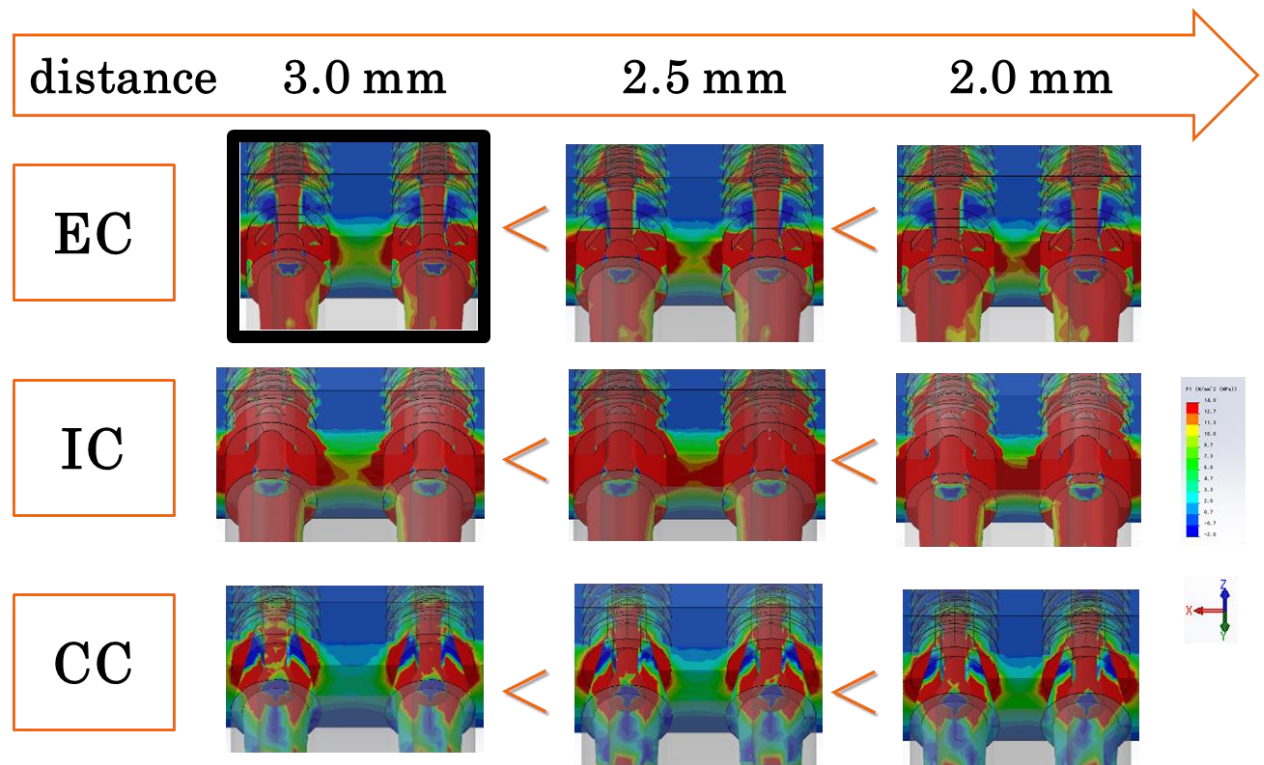


図 16 インプラント間距離の変化群の骨とインプラントモデルの応力分布（最大主応力）

EC: エクスターナルコネクション

IC: インターナルコネクション

CC: コニカルコネクション

Z 軸の正の方向が唇側，負の方向が口蓋側を示す．X 軸方向および Z 軸方向はそれぞれ近遠心方向，インプラント軸方向を示す．

不等号は，応力分布の範囲の大きさの大小関係を示す．

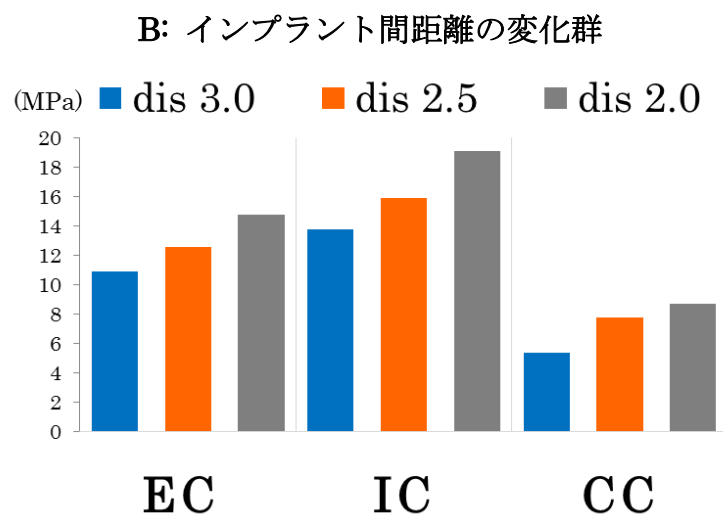
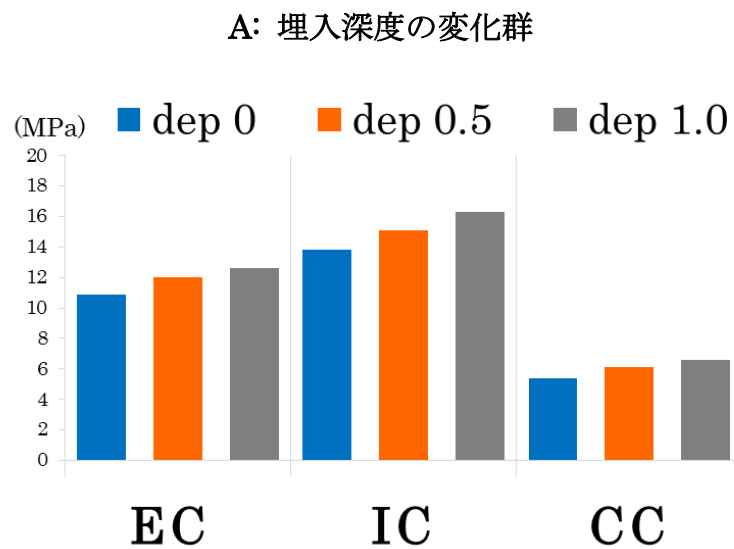


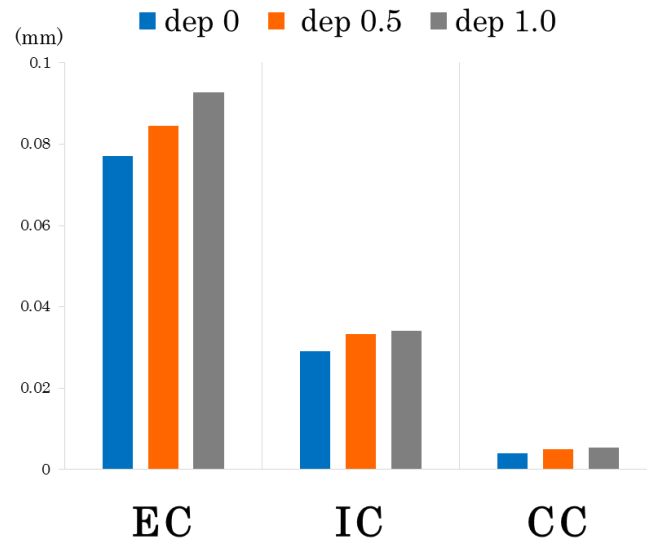
図 17 埋入深度の変化群 (A) とインプラント間距離の変化群 (B) のインプラント間歯槽骨の最大主応力の最大値

EC: エクスターナルコネクション

IC: インターナルコネクション

CC: コニカルコネクション

A: 埋入深度の変化群



B: インプラント間距離の変化群

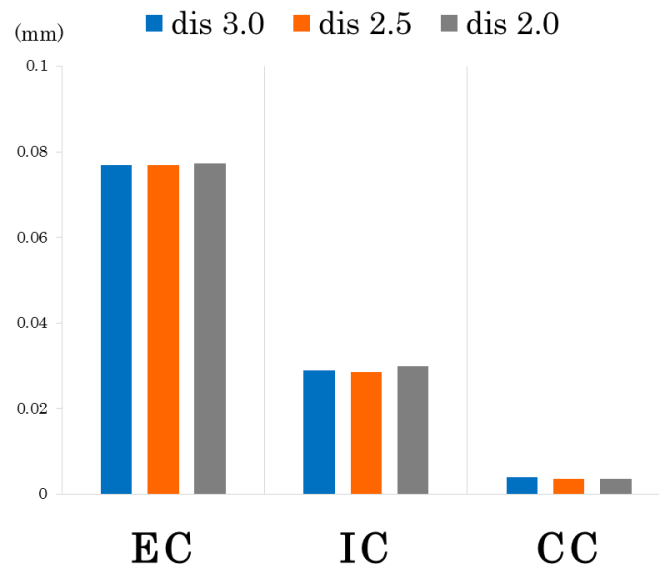


図 18 埋入深度の変化群 (A) とインプラント間距離の変化群 (B) のアバットメントーインプラント体間のマイクロギャップの値

EC: エクスターナルコネクション
 IC: インターナルコネクション
 CC: コニカルコネクション